Aus der Hartstrahlenabteilung der Universitäts- Hals-

Nasen- Ohren Klinik Würzburg

Direktor: Professor Dr. med. H. L. Wullstein

ZUR BERECHNUNG DER DOSIVERTEILUNG BEI CO^{60}- PENDELBESTRAHLUNG

INAUGURAL - DISSERTATION

verfasst und der

Hohen Medizinischen Fakultät

der

Julius- Maximilians- Universität Würzburg

zur

Erlangung der medizinischen Doktorwürde

vorgelegt von

Hannes Krebs

aus Schwäbisch Hall

Würzburg 1967

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41544724_0031

Aus der Hartstrahlenabteilung der Universitäts- Hals-

Nasen- Ohren Klinik Würzburg

Direktor: Professor Dr. med. H. L. Wullstein

ZUR BERECHNUNG DER DOSIVERTEILUNG BEI CO^{60}- PENDELBESTRAHLUNG

INAUGURAL - DISSERTATION

verfasst und der

Hohen Medizinischen Fakultät

der

Julius- Maximilians- Universität Würzburg

zur

Erlangung der medizinischen Doktorwürde

vorgelegt von

Hannes Krebs

aus Schwäbisch Hall

Würzburg 1967

Referent: Privatdozent Dr. med. W. Bohndorf

Korreferent: Professor Dr. med. H. L. Wullstein

Tag der Promotion: 10. 11. 67

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der

Universität Würzburg

Meiner Mutter in Dankbarkeit gewidmet

INHALTSVERZEICHNIS

A. EINLEITUNG

B. HAUPTTEIL

I Die Grundlagen der Pendelbestrahlung.

II Die Bestimmung der Herddosis.

III Die Berechnung der Dosisverteilung.

IV Eigene Untersuchungen.

V Die Pendelbestrahlung bei konstantem Quellen- Hautabstand.

VI Rechtfertigung der Methode bezüglich ihrer Vor- und Nachteile.

VII Die Klinik der neuen Pendelbestrahlungsmethode.

C. ZUSAMMENFASSUNG

D. LITERATURVERZEICHNIS

A. EINLEITUNG

Das Ziel der Bestrahlungstechnik bei oberflächlichen oder tief liegenden Tumoren ist die Verabfolgung einer tumorwirksamen Dosis bei weitgehender Schonung des umliegenden Gewebes. Der Idealfall, die alleinige Bestrahlung des Herdes, lässt sich nur bei Hauttumoren annähernd verwirklichen. Für die Tiefentherapie wurde deshalb

1.) die Kreuzfeuer und

2.) die Bewegungsbestrahlung entwickelt.

Beide Techniken erlauben eine Konzentrierung der Strahlendosis auf den Krankheitsherd bei gleichzeitiger Verteilung der Oberflächendosis auf verschiedene oder grössere Hautabschnitte.

Vor allem die Bewegungsbestrahlung gestattet eine vollständige und lückenlose Ausnutzung der als Strahleneintrittspforte zur Verfügung stehenden Haut sowie einen steilen Dosisabfall vom Herd zum Gesunden. Sie wurde bereits 1906 von K o h l und 1913 von P o h l vorgeschlagen, erweckte aber erst Ende der 30er Jahre allgemeines Interesse und wurde nach dem 2. Weltkrieg auf breiter Basis eingeführt.

Mit Anwendung der ultraharten Strahlen in der Strahlentherapie schien die Bewegungsbestrahlung zunächst an Bedeutung zu verlieren, da die erhöhte Durchdringungsfähigkeit dieser neuen Strahlenarten die Verabfolgung höherer Tiefendosen ermöglicht und die Hautschonung gestattet eine tumorwirksame Dosis bereits von 2 bis 3 Einfallsfeldern aus einzustrahlen. Inzwischen hat sich gezeigt, daß

die Bewegungsbestrahlung auch in der Supervolttherapie ihre fest umgrenzten Indikationsgebiete besitzt. Alle neuen Bestrahlungsgeräte sind deshalb für die Bewegungsbestrahlung eingerichtet. Nachteilig ist lediglich die Festlegung der räumlichen Dosisverteilung im bestrahlten Körper, da bei der Bewegungsbestrahlung eigene Gesetzmäßigkeiten auftreten.

Es ist die Aufgabe der vorliegenden Arbeit, zur Berechnung der Dosisverteilung bei der Co^{60} - Bewegungsbestrahlung an Hand der Literatur und durch eigene Versuche Stellung zu nehmen.

B. HAUPTTEIL

DIE GRUNDLAGEN DER BEWEGUNGSBESTRAHLUNG.

Von den verschiedenen Möglichkeiten der Bewegungsbestrahlung hat nur die Rotations- bzw. Pendelbestrahlung eine grössere Bedeutung erlangt. Sie wurde 1913 erstmals von M e y e r routinemäßig angewendet und in den 30 er Jahren von K o h l e r durch die Entwicklung des "Kohlerschen Pendelgerätes" einer breiteren Verwendung zugeführt.

Die Strahlenquelle bewegt sich hierbei periodisch entlang eines Kreisbogens um eine horizontale Achse. Beschränkungen in der Anwendung der Pendelbestrahlung, die sich aus Schwierigkeiten in der Lagerung des Patienten ergeben, gibt es kaum. Bei angenähert zentrischen Herden wird über einen Pendelwinkel von etwa 180 bis 360 Grad eingestrahlt. Nur bei exzentrischen Herden werden kleinere Pendelwinkel verwendet.

Wichtigster Effekt der Pendelbestrahlung ist die gegenüber einer Stehfeldbestrahlung völlig umgestaltete Tiefendosisverteilung. Abb. 1 zeigt, daß bei der Stehfeldbestrahlung das Dosismaximum an der Oberfläche liegt und die Dosis nach der Tiefe zu - je nach Bestrahlungsbedingungen - infolge Absorption und Streuung langsam abnimmt. Bei der Pendelbestrahlung kommt es dagegen zu einer erheblichen Entlastung der Oberfläche mit Ausbildung eines Dosismaximuns im Inneren des Körpers.

Der genaue Verlauf der Tiefendosiskurve hängt von folgenden Bedingungen ab:

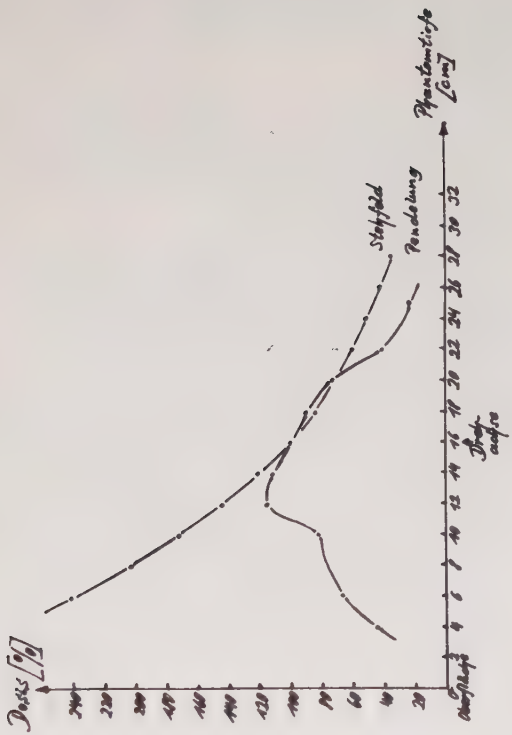

Abb. 1 Prozentuale Tiefendosiskurve auf der Vertikalachse eines Zylinderphantoms bei Stehfeld- und Pendelbestrahlung. Feldgrösse F= 8x15 cm; Pendelwinkel 180°; Fokus- Drehachsabstand 55 cm; Zylinderphantomdurchmesser 32 cm; Achsentiefe 16 cm.

a.) Pendelwinkel.

Je größer der Pendelwinkel, je größer die Oberflächenentlastung und je größer die relative Tiefendosis. Die relative Tiefendosis ist das Verhältnis der Dosis eines Punktes in einer bestimmten Gewebetiefe zur Oberflächendosis.

b.) Achsentiefe.

Es ist der Abstand der Pendelachse zur Hautoberfläche in der Grundeinstellung.

c.) Feldgröße.

Sie wird meist auf die Drehachse des Geräts bezogen = Achsfeld. (Der Halbschatten wird nicht als zur Feldgröße gehörig betrachtet).

Alle drei Faktoren beeinflussen die "Auswanderung" des Dosismaximums, d.h. das Dosismaximum liegt bei einem Pendelwinkel unter 360 Grad nicht in der Drehachse, sondern wandert in Richtung der Winkelhalbierenden aus. Dieser Effekt muß bei der Bestrahlungsplanung, insbesondere bei der Dosisberechnung berücksichtigt werden. Je kleiner der Pendelwinkel, je größer die Feldbreite und je größer die Achsentiefe, um so größer ist die Auswanderung des Maximums. Sie kann bis zu mehreren Zentimetern betragen.

Folgende Begriffe, die für das Verständnis der nachfolgenden Aufzeichnungen notwendig sind, sollen noch näher erläutert werden.

1.) Pendelradius = Abstand zwischen Strahlenquelle und Pendelachse. Er ist je nach Gerät entweder konstant oder kann zwischen 50 cm und 1 m verändert werden.

2.) Achsfeldgröße = Feldgröße in der Drehachse. Sie muß der Tumorausdehnung angepasst werden.

3.) Herddosis = Dosis im Zentrum des Krankheitsherdes, bei der Rotationsbestrahlung in der Drehachse, bei Pendelbestrahlung im Dosismaximum.

4.) Dosisleistung = Dosis, die von einer Strahlenquelle pro Minute in einer bestimmten Tiefe zur Wirkung kommt. Maßeinheit sind R/min.

5.) Oberflächendosis = Dosis an der Oberfläche eines bestrahlten Gegenstandes an einer zu benennenden Stelle.

6.) Freiluftdosis = Dosisleistung der Strahlenquelle, gemessen in der Drehachse in Luft.

7.) Fokus- bzw. Quellen- Drehachsabstand = Abstand zwischen Quelle und dem Drehpunkt des Geräts (= Pendelradius).

8.) Quellen- Hautabstand = Abstand zwischen Strahlungsquelle des Geräts und der Haut des zu bestrahlenden Körpers. Abkürzung ist QHA, in der englischsprachigen Literatur SSD = source - skin distance.

9,) Tumor - air ratio = Drehachsdosis des bestrahlten Körpers im Verhältnis zur Freiluftdosis im gleichen Abstand. Besser wäre die Bezeichnung Drehachs- Gewebe- Luftdosenverhältnis.

10.)Isodosen = Linien, die durch Verbindung von Punkten gleicher Dosis entstehen.

11.)Randabfall = Nachlassen der Strahlungsintensität zum Rande des Strahlenfeldes hin.

II DIE BESTIMMUNG DER HERDDOSIS.

Bei der Pendelbestrahlung kann die Herddosis nicht wie bei der Stehfeldbestrahlung direkt aus dem Verhältnis Oberflächendosis bzw. Freiluftdosis zur Dosis in einer bestimmten Tiefe ermittelt werden, da sich die Herdtiefe bei der Bewegung der Strahlenquelle über einen Kreisbogen durch die unregelmäßigen Körperformen fortlaufend ändert. Es mußten deshalb Verfahren ausgearbeitet werden, die diesen veränderten Verhältnissen Rechnung tragen.

Die einfachste Methode zur Bestimmung der Herddosis ist die direkte Messung im Körper. Diese genaue Methode kann aber nur dann ihre Anwendung finden, wenn der Krankheitsherd von außen zugänglich ist und die Meßkammer dort eingelegt werden kann. Dies ist z.B. bei Oesophaguskarzinomen der Fall. Kleine Meßkammern lassen sich leicht unter Röntgenkontrolle im Karzinomzentrum fixieren. Die verabfolgte Dosis kann dann je nach Meßverfahren während der Bestrahlung oder kurz danach unter den gewählten Pendelbedingungen bestimmt werden. Leicht durchzuführen ist die Methode auch bei Portiokarzinomen.

Eine einfache rechnerische Methode ist die Bestimmung der mittleren Herdtiefe anhand eines Körperquerschnitts. Dabei wird das arithmetrische Mittel der Herdtiefen aus den verschiedenen Strahleneinfallswinkeln gebildet. Aus der mittleren Herdtiefe ist dann die Herddosis und damit die Bestrahlungszeit zu errechnen. Nachteilig ist, daß nur die mittlere Dosisleistung in der Pendelachse bestimmt werden kann und die Maximumauswanderung keine Berücksichtigung findet. Durch Korrekturfaktoren für bestimmte Pendeltiefen,

Pendelwinkel und Feldgrößen lassen sich diese Nachteile weitgehend ausgleichen.

Weitere einfache Wege zur Bestimmung der Herddosis sind in der Literatur mehrfach beschrieben worden.

Erwähnt sei die Methode nach W i c h m a n n , die von bestimmten Herdabstandsverhältnissen ausgeht, oder der Pendeldosimat nach B ü c h n e r , der aus einem System von Skalen besteht. Diese gelten für verschiedene Feldbreiten, Quellen- Hautabstände und Quellen- Drehpunktsabständen und erlauben die Ablesung der Dosisleistung im Zentralstrahl.

Auch kann die Herddosis aus der Austrittsdosis, die wiederum am Patienten direkt gemessen werden kann, errechnet werden.

In den letzten Jahren bemüht man sich in den Bestrahlungszentren um eine exaktere Bestrahlungsplanung, da die Anwendung der heute üblichen ultraharten Strahlen nicht nur erhebliche Vorteile aufweist, sondern bei Fehlkalkulationen auch Nachteile bringen kann. Die Möglichkeit, an jede Stelle des Körpers - in beliebiger Tiefe - jede gewünschte Dosis verabfolgen zu können, birgt die Gefahr, daß hochempfindliche Organe innerhalb des Strahlenganges mit einer hohen Dosis belastet werden. Es ist also nicht nur die Kenntnis der mittleren Herddosis von Bedeutung, sondern die der gesamten räumlichen Dosisverteilung.

Mehrere Autoren haben sich deshalb bemüht, mathematische Grundlagen für die Berechnung aufzustellen. Darüberhinaus werden Datenverarbeitungsanlagen eingesetzt, die den Rechenvorgang vereinfachen und verkürzen. Voraussetzung für den Einsatz von mathematischen Ableitungen, Tabellen und Daten-

verarbeitungsanlagen sind genaue Analysen des Bestrahlungsproblems.

Ausgangspunkte aller Analysen sind Stehfeldisodosen, die rein experimentell im Wasser- oder Wachsphantom bestimmt werden. Diese variieren je nach den gegebenen Größen wie:
Quellen- Hautabstand,
Haut- Drehachsabstand,
Feldgröße, Gewebedicke und Gewebeinhomogenität.

Eine Gliederung der Arbeiten nach drei Berechnungsprinzipien soll den Überblick erleichtern. Gleichzeitig soll eine Bewertung dieser Berechnungsprinzipien wie auch der Genauigkeit versucht werden.

III DIE BERECHNUNG DER DOSISVERTEILUNG.

1. BERECHNUNGSPRINZIP.

Alle veränderlichen Größen werden durch experimentell bestimmte Stehfelder berücksichtigt. Das heißt, für verschiedene Quellen- Hautabstände oder verschiedene Feldgrößen werden jeweils neue Stehfeldisodosen experimentell ermittelt und in die Rechnung eingesetzt.

Bei dieser sehr frühzeitig entwickelten Berechnungsmethode ist die mathemat. Arbeit bzw. ihr Schwierigkeitsgrad gering. Lediglich die Addition der experimentell gefundenen Tiefendosiswerte über die gewählten Strahleneinfallswinkel ist notwendig, um eine kontinuierliche Pendelbewegung nachzuahmen. Die mathemat. sehr schwierige Berücksichtigung der veränderlichen Größen wie Quellen- Hautabstand, Feldgröße usw. geschieht hier durch das experimentell ermittelte Stehfeld. Erforderlich ist eine Summationsrechenmaschine und Sortiermaschine. Es muß eine einmalige, sehr große experimentelle Arbeit geleistet werden, um Stehfeldisodosen für die verschiedensten Bedingungen zu messen und auf Lochkarten zu übertragen. Nach neueren Arbeiten kann das auch vollautomatisch bewerkstelligt werden (M a c d o n a l d , M a u d e r l i).

Die grundlegenden Gedanken hierzu entwickelte T s i e n , der eine allgemeine, mathemat. Abhandlung der Dosisbestimmung eines beliebigen Punktes im bestrahlten Körper veröffentlicht hat. Von Bedeutung sind

a.) die Fixation eines Punktes zum augenblicklichen Zentralstrahl durch ein bewegliches, kartesisches Koordinatensystem,

b.) die Stellung des Zentralstrahls und damit der Strahlen-

quelle zu einem willkürlich angenommenen, festen Polarkoordinatensystem mit Mittelpunkt in der Drehachse.

Für jede Quellenstellung mit ihren genau definierten Veränderlichen wird eine Dosistabelle aller gewählten Punkte im durchstrahlten Körper angelegt.

T s i e n empfiehlt in einer weiteren Arbeit, die experimentell gefundenen Tiefendosistabellen auf Lochkarten zu übertragen. Sortierautomaten wählen die entsprechenden Lochkarten aus und Rechenmaschinen können die Dosis eines Punktes berechnen.

Dieselbe Rechenmethode, lediglich verschiedene Rechenprogramme und Maschinen benützen S t e r l i n g, P e r r y und B a h r . Um die Genauigkeit beim Übertragen der Stehfeldisodosen auf eine Tabelle zu erhöhen, wird empfohlen, die Dosiswerte graphisch darzustellen. Die gewünschten Zwischenwerte werden nun nicht näherungsweise interpoliert, sondern auf der graphischen Zeichnung abgelesen.

Der Berechnungsvorgang, der zweckmässigerweise von einem Physiker durchgeführt wird, ist zeitsparend und zeitigt ein sehr genaues Ergebnis der Dosisverteilung, da die verschiedenen Quellen- Hautabstände sowie Absorption und Streuung des Strahlenkegels durch Messung genau berücksichtigt werden können.

Nicht berücksichtigt wird bei dieser Methode die im Gegensatz zu den experimentellen Messungen nicht immer senkrecht zum Zentralstrahl stehende Körperoberfläche.

2. BERECHNUNGSPRINZIP.

Für jede Feldgrösse wird nur ein Stehfeld bzw. dessen Isodosenplan benützt und mit Hilfe von Korrekturfaktoren auf den jeweiligen Fokus- Hautabstand umgerechnet. Die Rechenarbeit ist gegenüber dem ersten Prinzip deutlich umfangreicher. Die Korrekturfaktoren werden in den Arbeiten dieses Berechnungsprinzips

1.) einfach weggelassen, da der Fehler nach Meinung der Autoren gering ist,
2.) experimentell gewonnen und
3.) können aus mathematischen Gleichungen gefunden werden.

Eine Unterteilung des Berechnungsprinzips in zwei Untergruppen geschieht dadurch, daß diese Korrekturfaktoren

a. als Bezugswert für ihr Stehfeld dienen. Jedes Stehfeld über einen gewählten Strahleneinfallswinkel hat seinen zugehörigen Korrekturfaktor, der das Stehfeld auf den gegebenen Fokus- Hautabstand korrigiert.

   B r a e s t r u p und M o o n e y normieren ihre Dosisberechnung auf die Drehachse. Die Achsdosis wird aus der Kontur des bestrahlten Körpers und einem Lineal mit den experimentell gefundenen Schwächungswerten für verschiedene Gewebedicken ermittelt. Der Mittelwert der einzelnen Drehachsteildosen über die Strahleneinfallswinkel ist dann die Achsdosis.

   Die Dosisberechnung von Punkten außerhalb der Drehachse ist auf der Erkenntnis aufgebaut, daß ein veränderter Fokus- Hautabstand bei den Stehfeldisodosen nur geringe Dosisänderungen bringt, wenn diese auf die Drehachse bezogen bzw. normiert sind. Ist z.B. die Dosis eines Punktes P = 86 R, eines anderen Punktes N = 97 R im Stehfeld

- Normierungspunkt sei N - so wird durch diese Normierung das Verhältnis $\frac{P}{N}$ gebildet. Dabei fällt ein Fehler, der beide Punkte in gleicher Größe betrifft, fort: $\frac{P \cdot \not{x}}{N \cdot \not{x}}$. Die mathemat. Arbeit kann durch Rechenmaschinen bewerkstelligt werden, wie es z.B. W o o d durchführt.

Es ergibt sich bei dieser Berechnungsmethode vom Normierungspunkt ausgehend zur Peripherie hin eine zunehmende Ungenauigkeit, da sich die Absorption als Funktion der Gewebedicke nicht linear ausdrücken läßt. Es muß angenähert eine e - Funktion zugrunde gelegt werden. Ebenso bleibt die doch wesentliche Streuung unberücksichtigt.

Zu der Arbeit von B r a e s t r u p und M o o n e y schlägt M a c D o n a l d vor, nicht nur einen Stehfeldisodosenplan als Grundlage für alle anfallenden Gewebedicken zu verwenden, sondern je einen für 5, 10 und 15 cm Gewebetiefe.

S c h o h k n e c h t geht in der Dosisberechnung wie B r a e s t r u p und M o o n e y vor, zusätzlich leitet er noch das mathemat. genaue Integral hierfür ab.

Der bisher experimentell gefundene Korrekturfaktor wird bei J o n e s, G r e g o r y und B i r c h a l l angenähert durch den mathemat. Faktor $e^{\pm \mu d}$ ersetzt (μ= effektiver Absorptionskoeffizient, d = Gewebedicke). Damit wird für die Dosisberechnung eines beliebigen Punktes lediglich ein Stehfeldisodosenplan bestimmten Quellen- Hautabstandes benützt. Der tatsächliche Körperquerschnitt wird durch den Multiplikationsfaktor $e^{\pm \mu d}$ berücksichtigt.

An Stelle dieser e - Funktion führt V. S m i t h eine genauere, empirisch aufgestellte Gleichung ein.

Den von J o n e s, G r e g o r y und B i r c h a l l beschriebenen Isodosenberechnungsplan vereinfacht G r e g o r y dahingehend, daß er den Korrekturfaktor wegläßt oder die Winkelunterteilung der an sich kontinuierlichen Quellenbewegung vergrößert. Nach seiner Meinung bleibt der Fehler dadurch in Grenzen.

W. M a u d e r l i zeigt die Möglichkeit, bei der Dosisberechnung die Unregelmäßigkeit der Körperoberfläche im Strahlenkegel zu berücksichtigen. Bisher wurde die Körperoberfläche als senkrecht zum Zentralstrahl angenommen; bei exzentrisch im Körper gelegener Rotationsachse trifft das Strahlenbündel dagegen unter schrägem Winkel auf die Körperoberfläche. Diese Umrechnung erfolgt mit einem Computer.

b. Die vielen Korrekturfaktoren werden gemittelt und der Mittelwert bezieht sich auf die gesamte, durch Stehfelder gewonnene Dosisverteilung. Ein mittlerer Korrekturfaktor ersetzt die Vielzahl derselben über die gewählten Strahleneinfallswinkel, wie sie in den vorangehenden Arbeiten benützt werden. Die Anwendung eines mittleren Korrekturfaktors ist ein Näherungsverfahren.

Aufbauend auf eine frühere Veröffentlichung erinnert M a c D o n a l d an die weitgehende Unabhängigkeit der auf den Drehpunkt normierten Stehfelder von der Gewebedicke und benützt für jede Feldgröße nur 2 oder 3 Stehfeldisodosenpläne für alle Gewebedicken. Daneben wendet er den mittleren Korrekturfaktor an, im Tumorzentrum soll dann kein nennenswerter Fehler auftreten.

Für Stehfeld- und Pendelbestrahlung geben T u r n e r,

J o h n s o n und W h i t f i e l d eine Methode der raschen Dosisberechnung nach demselben Berechnungsprinzip an. Lediglich in den Berechnungsdetails treten geringe Unterschiede auf.

Betrachten wir einen Punkt im bestrahlten Körper im Zusammenhang mit der Körperoberfläche, so gibt es zwei Möglichkeiten mit Hilfe eines Stehfeldes die Dosis eines Punktes zu bestimmen.

1.) Das Stehfeld wird trotz anderen Quellen- Hautabstandes an der Körperoberfläche angelegt. Es verändert sich der Quellen- Hautabstand; die Absorption bleibt unverändert.

2.) Das Stehfeld bleibt bei unverändertem Quellen- Hautabstand liegen. Es verändert sich die Absorption bei konstantem Quellen- Hautabstand.

Der Quellen- Hautabstand als Veränderliche wurde in keiner Arbeit verwandt, sondern nur die Absorption als solche.

Einer Erwähnung bedürfen auch die Sammlungen und Karteien von Isodosenplänen. Sie beinhalten eine Vielzahl von Isodosenplänen, wie sie bei den verschiedensten Bestrahlungsbedingungen (Pendelwinkel, Feldgröße) entstehen. Sie sind nur für ein Strahlungsgerät gültig. In einer Klinik unter größerem Aufwand hergestellt, stehen sie in anderen Kliniken sofort zur Verfügung und geben in fast allen Fällen die Isodosen einer Bestrahlung Auf der anderen Seite läßt sich an Hand der Isodosenpläne die günstigste Bestrahlungsbedingung für Pendelwinkel und Feldgröße heraussuchen.

3. BERECHNUNGSPRINZIP.

Es beruht auf der Feststellung bzw. Kenntnis bestimmter Gesetzmäßigkeiten experimenteller Messungen. Entwickelt wurde dieses Berechnungsprinzip erst in neuester Zeit und ist nur durch die Anwendung moderner Hochgeschwindigkeitsrechenmaschinen durchführbar. Der Schwerpunkt dieser automatischen Dosisberechnung mit Rechenmaschinen liegt bei der physikalischen Analyse experimenteller Messungen. Daraus werden empirisch aufgestellte, aber durchaus anwendbare Regeln ermittelt, deren Ergebnisse mit den Messungen weitgehend übereinstimmen. Gegenüber den beiden vorigen Berechnungsprinzipien sind der mathemat. Schwierigkeitsgrad, der Berechnungsvorgang und auch die Hilfsmittel wie Rechenmaschinen wesentlich größer und komplizierter.

Die ersten Versuche in dieser Richtung unternahm B r a d - a c z e k , der versuchte, die Maximumauswanderung bei Pendelbestrahlung durch geometr. Überlegungen zu berechnen.

Grundlegend für dieses Berechnungsprinzip ist eine Arbeit von P f a l z n e r und M a c D o n a l d , in der ein Rechenschieber zur einfachen Berechnung der Tumordosis bei Stehfeld- und Rotationsbestrahlung entwickelt wird. Die entscheidende Beobachtung ist die, daß die tumor-air ratios (für Co^{60}), auf vollogarithmischem Papier gegen die Feldgröße bei der Gewebetiefe als Parameter aufgezeichnet, Geraden ergeben. Es wird eine experimentell fundierte Geradengleichung aufgestellt und deren Gültigkeitsgrenzen bestimmt (siehe P f a l z n e r).

Die zuletzt besprochene Feststellung bildet die Grundlage für eine rein rechnerisch - analytische Behandlung der Isodosenverteilung, wie sie R i c h t e r und S c h i r r m e i s t e r entwickelt haben. Sie stellen eine allgemeine Gleichung zur Berechnung der Tiefendosis bei fast beliebigem Quellen- Hautabstand, Gewebetiefe und Feldgröße auf und berechnen mit Hilfe dieser Gleichung unter Anwendung moderner Computer die Dosisverteilung.

Der Fehler durch Anwendung des geometrischen Stehfeldes, das keinen gleichmäßigen Randabfall kennt, wird durch einen experimentell gefundenen Korrekturfaktoren verbessert (R i c h t e r und S c h i r r m e i s t e r). Gesondert wird die Berücksichtigung von Inhomogenitäten bei demselben Berechnungsprinzip durch experimentell ermittelte Korrekturfaktoren bearbeitet (R i c h t e r und S c h i r r m e i s t e r). Voraussetzung hierfür sind Abmessungen und Arten der Inhomogenitäten.

Eine Vereinfachung in der Zahl der Berechnungsabläufe ergibt sich, wenn statt der verschiedenen Gewebedicken über die Strahleneinfallswinkel der Quelle nur eine mittlere Gewebedicke in die Rechnung eingesetzt wird.

Einen Übergang zur 3-dimensionalen Dosisberechnung unter Anwendung modernster Hochgeschwindigkeits-Rechenmaschinen geben S t e r l i n g, P e r r y und W e i n k a m. Die Autoren fanden in einer früheren Arbeit bestätigt, daß sich die relative Tiefendosis eines Punktes auf dem Zentralstrahl als logarithmische Funktion der Feldgröße an der Oberfläche , wie auch der Tiefe dieses Punktes von der Körperoberfläche ausdrücken läßt (P f a l z n e r und M a c D o n a l d,

P f a l z n e r, R i c h t e r und S c h i r r m e i s t e r und V a n d e G e i j n). Der letztere gibt eine allgemein gültige, mathemat. Gleichung für die Dosis eines Punktes in den drei Dimensionen des Strahlenbündels. In dieser mathemat. Gleichung sind 4 Basisfunktionen, die näherungsweise entweder nach der G a u s s ' schen Methode der kleinsten Quadrate oder experimentell bestimmt werden.

Es sind jetzt wesentlich kompliziertere und aufwendigere "high speed computer" erforderlich. Sie benötigen ausgefeilte Rechenprogramme und spezielles Personal. Dieses letzte Prinzip ist an ein Rechenzentrum gebunden. Allein das Rechenprogramm für die digitalen Rechenautomaten ist für jeden Nichtfachmann, also den Mathematiker ausgenommen, sehr schwer zu verstehen. Ist ein anderes Berechnungsprinzip mit annähernd gleicher Genauigkeit vorhanden, das "einfacher" ist, so wird letzteres immer bevorzugt werden. Der Gesichtspunkt "einfacher" beinhaltet mehrere Faktoren wie Rechenmaschinen, Personal, finanzielle Mittel usw.

In den mathemat. aufgebauten Arbeiten werden ein oder auch zwei veränderliche Größen berücksichtigt, aber nicht alle, da sie das Rechenprogramm und den Berechnungsprozess enorm komplizieren würden. Letztlich werden alle diese Größen berücksichtigt, wenn auch in getrennten Arbeiten. Es treten folgende veränderliche Größen bei konstanten Quelle- Drehachsabstand und Feldgröße auf:

1.) Quelle- Hautabstand bzw. Haut- Drehachsabstand; er beinhaltet:
   a) eine veränderte Gewebeabsorption,
   b) eine veränderte Oberflächendosis,
   c) eine veränderte Streustrahlung.

2.) Körperoberfläche; sie wird im allgemeinen senkrecht zum Zentralstrahl angenommen. Tatsächlich verläuft sie aber häufig schräg zum Strahlenbündel.

3.) Länge der Bestrahlungsfelder.

4.) Gewebeinhomogenität, z.B. Knochen- oder Lungengewebe mit seiner verschiedenen Dichte.

Je mehr Faktoren empirisch berücksichtigt werden, desto genauer sind die Bestrahlungspläne für den Einzelfall. Der Vorteil dieser empirisch aufgestellten, mathemat. Gleichungen ist ihre Unabhängigkeit von der Hauptbestrahlungsebene. Es ist also eine räumliche, dreidimensionale Dosisberechnung möglich, die nach den Autoren eine große Genauigkeit zeigt.

Bei der Vielzahl der beschriebenen Berechnungsverfahren ist es schwer zu beantworten, welches dieser Verfahren am besten sei, da jedes seine Vor- und Nachteile hat und oft auf ein bestimmtes Bestrahlungsgerät zurechtgeschnitten ist. Unter anderem auf die mitgeführten Tabellen und Werte. Von Bedeutung sind unter anderem:

1.) Das Verhältnis von Arbeitsaufwand (Zeit, Hilfsmittel, Schwierigkeitsgrad der Berechnung) zur Genauigkeit muß möglichst günstig sein.

2.) Die technischen Hilfsmittel, die zur Dosisberechnung eines Punktes benötigt werden. Sie sind weniger an einer Universitätsklinik, als vielmehr an einem großen Krankenhaus mit geringeren finanziellen Mitteln von ausschlaggebender Bedeutung.

3.) Ein gleichzeitig vorhandenes, anderes Bestrahlungsgerät, z.B. eine Caesiumbombe. Dann ist das Interesse besonders auf eine Berechnungsmethode gerichtet, die für beide an-

gewandt werden kann. Dies ist z.B. beim 3. Berechnungsprinzip nicht der Fall, da es auf empirisch gefundenen Gesetzmäßigkeiten für Co^{60} beruht, selbstverständlich aber für andere Geräte entwickelt werden kann.
All diese Faktoren, die unter den verschiedensten Blickwinkeln gesehen werden können, führen zu einer gewissen Variationsbreite der Entscheidungen für eine Berechnungsmethode.

Das bisher gesagte kann eine Entscheidung des einzelnen Radiologen ermöglichen bzw. erleichtern.

IV EIGENE UNTERSUCHUNGEN

Nach unseren bisherigen Ausführungen läßt sich feststellen, daß die Berechnung der Dosisverteilung im Körper vor oder nach einer Bewegungsbestrahlung bei Berücksichtigung von physikalischen und mathemat. Gesetzmäßigkeiten und besonders bei Verwendung von Datenverarbeitungsmaschinen mit einer relativ großen Genauigkeit durchzuführen ist.

Da die Genauigkeit in den vorhergehenden Arbeiten häufig als zufriedenstellend bzw. innerhalb der $\pm$ 10 % Fehlergrenze angegeben ist, bestand unser erster Schritt in einer exakten Fehlermessung unter bestimmten Bestrahlungsbedingungen. Dies führte gleichzeitig zu einem besseren Verständnis des Dosis- Berechnungsvorgangs und der dabei zu leistenden Rechenarbeit.

Bei dem Versuch, gemessene Stehfelddosiswerte eines Zylinderphantoms auf einen neuen Fokus- Hautabstand umzurechnen und damit die Dosisverteilung bei Pendelung über einem Ovalphantom zu bestimmen, zeigte sich eine deutliche Diskrepanz zwischen der Berechnung und vergleichsweisen Messung der Dosisverteilung.

Die Korrekturfaktoren zur Umrechnung des Stehfeldes auf andere Quellen- Hautabstände ermittelten wir rechnerisch aus der Gleichung $e^{\pm \mu d}$ (J o n e s , G r e g o r y und B i r c h a l l). Abgeleitet für den Zentralstrahl des Strahlenbündels hatten sie anfänglich ihre Gültigkeit für das ganze Strahlenbündel. Da die Ergebnisse in der Genauigkeit bei Berechnung der Dosisverteilung am Ovalphantom hinter den Erwartungen zurückblieben, wurden mehrere Korrekturfaktoren

für verschiedene Strahlengänge innerhalb eines Strahlenbündels eingeführt. Dadurch konnten die unterschiedlichen Quellen- Hautabstände zum Rande eines Stehfeldes bei gewölbter Körperoberfläche einbezogen werden. Sowohl dieser Schritt, als auch eine engere Winkelunterteilung des Pendelwinkels führten zu keiner besseren Übereinstimmung der Berechnungs- und Messungswerte. Der Verdacht, daß ein Fehler durch die Bestimmung des Korrekturfaktors aus der e-Funktion verursacht wird bestätigte sich insofern nicht, als ein Vergleich der aus der e-Funktion gewonnenen Korrekturfaktoren mit experimentell ermittelten nur minimale Unterschiede zeigte.

Abb. 2 gibt bei einem Pendelwinkel von 180° die Tiefendosiskurve auf der Vertikalachse des Ovalphantoms wieder, wie sie einmal durch Messung, das andere Mal durch Berechnung gewonnen wurde. Dieser vor allem durch die Streustrahlung bei verändertem Körperquerschnitt verursachte Fehler zeigt sich in zunehmender Größe vom Pendelzentrum zur Peripherie. Durch die Normierung auf die Drehachse = 100 % ist er dort am geringsten.

Damit läßt sich allgemein feststellen, daß bei Pendelbestrahlung trotz erheblichen Rechenaufwandes die Dosisverteilung im Körper aus Stehfeldern mit Hilfe von Korrekturfaktoren und Normierung auf die Drehachse zur Peripherie hin eine zunehmende Ungenauigkeit zeigt.

Dennoch kann die Genauigkeit aus folgenden Gründen als zufriedenstellend angesehen werden.

1.) Die heute verfügbaren Dosimeter und Messkammern, wie sie für Direktmessungen im Körper und für Messungen im Was-

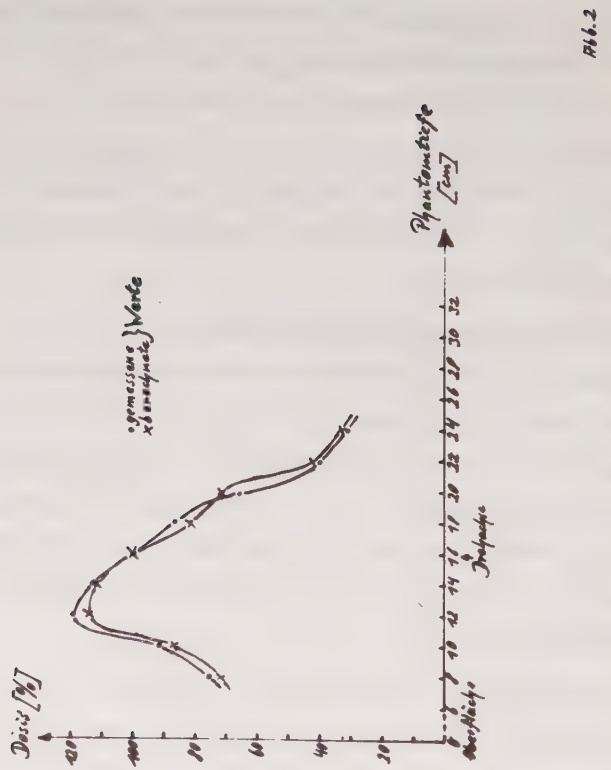

Abb. 2 Vergleich gemessener und berechneter Tiefendosiswerte auf der Vertikalachse des Ovalphantoms. Die berechneten Werte sind aus dem Stehfeld des Zylinderphantoms durch Korrekturfaktoren ermittelt. F = 8x15 cm; Pendelwinkel 180°; FDA = 55 cm.

serphantom Verwendung finden, arbeiten nach Angaben der Hersteller mit einer Genauigkeit von ± 3 %.

2.) Die Festlegung der Dosisverteilung im Körper mit Hilfe körperähnlicher Phantome ist ebenfalls mit Fehlern von ± 5 % behaftet, da die individuellen Körperformen und die Gewebeinhomogenitäten nur näherungsweise nachgebildet werden können; abgesehen von einer exakten Einstellung der Messkammer im Phantom.

Es muß allgemein, wie auch bei unseren Messungen festgestellt werden, daß der Aufwand für eine solche Berechnung der Dosisverteilung im bestrahlten Körper in personeller und finanzieller Hinsicht erheblich ist. Eine geringe Steigerung der Genauigkeit in der mathemat. Dosisberechnung führt zu einem wesentlich größeren Schwierigkeitsgrad und Umfang der Rechenarbeit. Die so verbesserte Genauigkeit steht in keinem Verhältnis zum Größenzuwachs und Mehraufwand der Berechnungsvorgänge. Es erschien daher sinnvoll, andere Möglichkeiten zu untersuchen, welche die Strahlengeometrie vereinfachen und damit die Dosisverhältnisse im Körper ohne größeren personellen und finanziellen Aufwand ersichtlich machen, zumal moderne Rechenmaschinen selten oder nicht zur Verfügung stehen. Eine solche Möglichkeit bietet sich durch:

DIE PENDELBESTRAHLUNG MIT KONSTANTEM FOKUS - HAUTABSTAND.

Die Bedeutung der automatischen Dosisbestimmung mit Rechenmaschinen soll und darf keinesfalls geschmälert werden. In diesem Bereich werden heute große Anstrengungen unternommen bei entsprechend großen Fortschritten auf diesem Gebiet; ihr Einfluß wird in Zukunft noch anwachsen. Einen ausgezeichneten Überblick des augenblicklichen Standes der Dosisberechnung mit Rechenmaschinen in der Radiotherapie gibt ein Bericht der Internationalen Atomenergiebehörde (IAEA) über eine Vortragsreihe vom 18. - 22. Oktober 1966 in Wien. Hier werden praktisch alle Themen aus dieser Sicht erörtert, unter anderem die maschinelle Dosisberechnung bei Stehfeld- und Bewegungsbestrahlung, der Einfluß der unregelmäßigen Körperoberfläche, die Gewebeinhomogenität, die Zukunft und die Kosten dieser Dosisbestimmung. Ein umfangreiches Literaturverzeichnis schließt sich an.

Die Rechenmaschinen haben, wie bereits erwähnt, den großen Vorteil, daß viel mehr Faktoren bzw. veränderliche Größen berücksichtigt werden können, als dies durch die Rechenarbeit des einzelnen möglich ist.

Von allen Faktoren, welche die Dosisverteilung bei Pendelbestrahlung beeinflussen, ist die Gewebeinhomogenität des menschlichen Körpers bei Anwendung ultraharter Strahlen von sekundärem Interesse. Auch die Feldgrößen und Pendelwinkel sind Größen, die leicht überschaubar sind und in der Bestrahlungsplanung ohne weiteres Berücksichtigung finden können.

Die beschriebenen Schwierigkeiten ergeben sich in erster Linie aus den unregelmäßigen Körperformen, über die der Krankheitsherd bestrahlt werden muß. Bei konstantem Fokus- Dreh-

achsabstand bedeutet das einen ständig wechselnden Fokus-Hautabstand.

Nach den durch eigene Messung gezeigten Grenzen der Genauigkeit bei erheblichem Rechenaufwand war unser Ziel eine einfache und schnelle Methode der Dosisberechnung bei zumindest nicht größeren Fehlern, als sie bisher auftraten. Durch Umwandlung der unregelmäßigen Körperoberfläche in eine regelmäßige, wie bei unserem Zylinderphantom, ist die Dosisbestimmung wesentlich einfacher und genauer.

Für dieses mit H_2O gefüllte Zylinderphantom von 32,5 cm Durchmesser wurde eine möglichst genaue Stehfelddosisverteilung ermittelt. Fällt die Drehachse des Pendelgerätes mit der Achse des Zylinderphantoms zusammen, so gilt die Stehfelddosisverteilung nicht nur für eine, sondern für jede Quellenstellung, da die veränderlichen Größen, insbesondere der Quellen- Hautabstand konstant bleiben.

Mit Hilfe dieser Stehfelddosisverteilung läßt sich die Dosis- und Isodosenverteilung des Zylinderphantoms für beliebige Pendelwinkel errechnen. Die Teildosen eines beliebigen Punktes über die einzelnen Quellenstellungen werden addiert und der Mittelwert gebildet (1. Berechnungsprinzip). Abb. 3 zeigt den Vergleich gemessener und berechneter prozentualen Tiefendosiswerte auf der Vertikalachse des Zylinderphantoms bei zwei gewählten Pendelwinkeln.

Wie ersichtlich, ist die Übereinstimmung der Pendelwerte zwischen Messung und Berechnung sehr gut, der Fehler ist praktisch = 0. Leider ist aber der menschliche Körper kein Zylinder, er läßt sich allerdings durch Korrekturphantome in solche umwandeln.

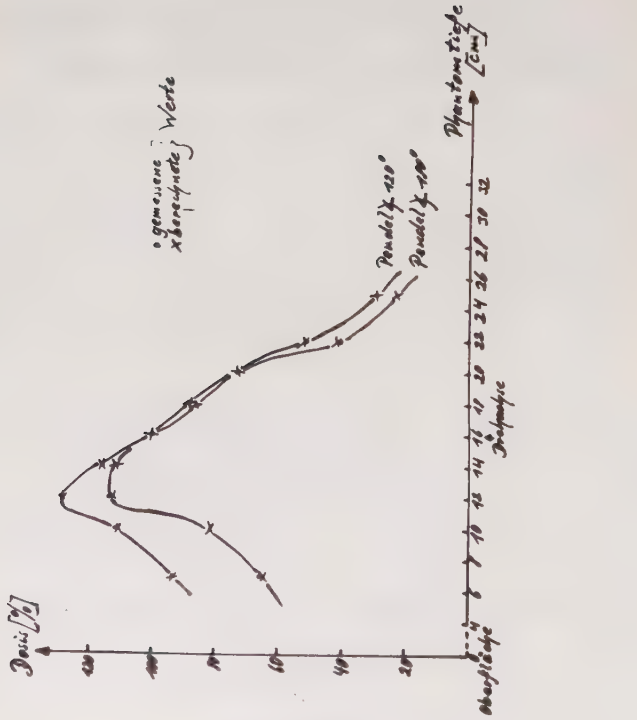

Abb. 3 Vergleich zwischen gemessenen und berechneten prozentualen Tiefendosiskurven auf der Vertikalachse des Zylinderphantoms. F = 8x15 cm; Pendelwinkel 120°und 180°; FDA = 55 cm; Achsentiefe 16 cm.

Einen ähnlichen Vorschlag fanden wir bei J a n k e r und R o s s m a n n, den die Autoren früher entwickelten und 1958 in ihrem Lehrbuch der Röntgentherapie kurz abhandelten: Sie schlugen vor, eine ovale Hülle aus Plexiglas herzustellen, die aufzuklappen war und füllten den Zwischenraum von Hülle und Körperoberfläche mit wassergefüllten Gummisäckchen aus. Der Vorschlag fand in der Praxis keine Anwendung, da die vorgeschalteten, mit Wasser gefüllten Zylinder eine große Gewebedicke bedingen. Infolge der schwachen Tiefenwirkung konventioneller Röntgenstrahlen ist die Dosisleistung am Herd bei starker Belastung des umliegenden Gewebes gering. Die Bestrahlung wäre mit einem großen Zeitaufwand verbunden und unwirtschaftlich.

Diese Nachteile fallen bei Anwendung u l t r a h a r t e r S t r a h l e n mit ihrer hohen Durchdringungsenergie und der daraus resultierenden hohen Tiefendosis fort. Ein weiterer Grund, weshalb Korrekturphantome zum Ausgleich der unregelmäßigen Körperoberfläche bei ultraharter Strahlung praktisch niemals angewandt wurden, war der dadurch wegfallende Aufbaueffekt.

Unsere Überlegungen bewegten sich um einen aus dem unregelmäßigen Körper durch Korrekturphantome herzustellenden Zylinder. Zugute kamen uns hierbei die Messungen am Zylinderphantom, die eine sehr gute Übereinstimmung der berechneten und gemessenen Dosiswerte bei Pendelung ergaben. Die Versuchsanordnung bestand wie Abb. 4 im Querschnitt zeigt, aus einem mit Wasser gefüllten Ovalphantom, das den menschlichen Körper darstellte, dem ein Korrekturphantom aufgesetzt wurde. Dieses Korrekturphantom setzte sich aus einer starren Polyvinylchloridwölbung und einem mit Wasser gefüllten Po-

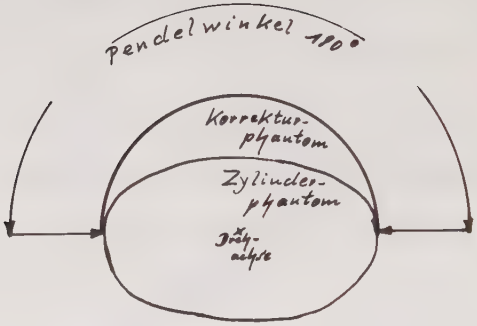

Abb.4

Abb. 4 Versuchsanordnung; das Ovalphantom stellt den menschlichen Körper dar, das Korrekturphantom (Zylinderausschnitt) ist aufgelegt.

lyäthylenbeutel zusammen. Die Wölbung hatte einen konstanten Halbmesser und gewährleistete eine Zylinderoberfläche, auf deren Innenseite der Wasserbeutel fest fixiert war. Die gegenüberliegende Beutelseite schmiegte sich der jeweiligen Körperoberfläche an. Für unsere Messungen genügte der Wasserbeutel vollauf, bei längerem Gebrauch mit entsprechender Beanspruchung wäre ein dauerhafteres Korrekturphantom notwendig.

Bei einer Pendelung von 180° zeigt Abb. 5 die Tiefendosiskurve der Vertikalachse des Zylinderphantoms und daneben des Ovalphantoms mit aufgesetztem Korrekturphantom in Prozent der Drehachsdosis. Wie zu erwarten war, ist die Übereinstimmung der Kurven sehr gut, da alle veränderlichen Größen, insbesondere die Gewebedicke in beiden Versuchen konstant bleiben. Eine Übertragung der großen Genauigkeit vom Ovalphantom auf den zu bestrahlenden Körper ist gerechtfertigt, da die Inhomogenitäten der einzelnen Gewebearten mit ihren unterschiedlichen Dichten bei Anwendung ultraharter Photonen geringe Fehler verursachen.

Eine Umwandlung des an der Oberfläche unregelmäßigen Körpers durch Auflage eines Korrekturphantoms zu einem Zylinder bzw. Zylinderausschnitt ist also ohne weiteres möglich. Fällt die Drehachse des Bestrahlungsgerätes mit der Zylinderachse zusammen, so ergibt sich ein konstanter Fokus- Hautabstand.

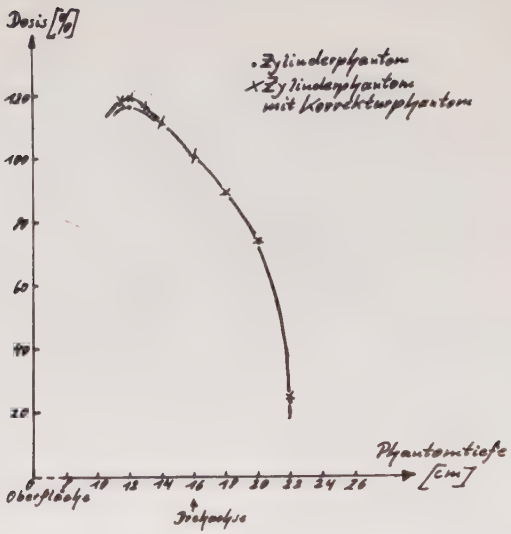

Abb. 5

Abb. 5 Gemessene Tiefendosiskurve des Zylinderphantoms und daneben des Ovalphantoms mit aufgesetztem Korrekturphantom. PW. 180°; F = 8x15 cm; FDA = 55 cm.

VI RECHTFERTIGUNG DER METHODE BEZÜGLICH IHRER VOR- UND NACHTEILE.

Mit Erfüllung der Bedingung, dass der menschliche Körper durch einen Kunstgriff zu einem Zylinder umgewandelt wird und die Drehachse des Geräts mit der Zylinderachse zusammenfällt, sind Fokus- Hautabstand, Fokus- Drehachsabstand und damit auch die Gewebedicke Konstanten (viele Geräte haben einen unveränderlichen Fokus- Drehachsabstand, bei den anderen muss er hier konstant gehalten werden). Daraus ergeben sich eine Reihe von Vorteilen, die eine wesentliche Erleichterung der Berechnungsarbeit bedeuten:

1.) Die prozentuale und absolute Drehachs- und Tumordosis sind von Anfang an bekannt.
2.) Die Isodosen in der Bestrahlungsebene des Körpers bleiben unverändert. Das heißt, daß mit der Wahl der Bestrahlungsbedingungen die Bestrahlungsplanung mit Dosisverteilung bereits abgeschlossen ist.
3.) Eine Sammlung an Isodosenplänen für die einzelnen Bestrahlungsbedingungen hält sich in kleinen Grenzen. Ihre Herstellung ist experimentell wie auch rechnerisch einfach.
4.) Bei einem hohen Mass an Genauigkeit ist ein Minimum an technischem und finanziellem Aufwand gewährleistet.

Der Nachteil dieser Methode zur Bestimmung der Dosisverteilung im bestrahlten Körper ist bedingt durch die Auflage des Korrekturphantoms. Hiermit wird die Gewebedicke vergrössert und die Strahlenabsorption gegenüber der ursprünglich dort vorhandenen Luft verstärkt. Es ist im engeren Sinn kein Nachteil, da nur die Bestrahlungszeit erhöht werden muss.

Tiefendosiskurven ultraharter Photonen zeigen, daß mit zunehmender Gewebetiefe der Dosisabfall pro Zentimeter Gewebedicke abnimmt. Die Steigung der Tiefendosiskurve wird flacher. Das bedeutet, daß in größeren Tiefen das Gewebe homogener bestrahlt wird, während eine hohe Tumordosis bei geringer Belastung der Umgebung erwünscht ist. Dieser Effekt tritt bei ultraharter Strahlung erst in Gewebetiefen über 20 cm auf, was über den Korrekturphantomhalbmesser hinausgeht.

Ein letzter Nachteil ist, daß der Aufbaueffekt in den Bereich des Korrekturphantoms fällt. Er kann allerdings vernachlässigt werden, da die Oberflächenbelastung bei Pendelbestrahlung ohnehin gering ist.

Insgesamt gesehen bringt der Vorschlag, Korrekturphantome in Form von Zylinderausschnitten aufzusetzen, klare Verhältnisse der Dosisverteilung, die auch bei veränderten Körperformen immer gleich und bekannt sind.

VII DIE KLINIK DER NEUEN PENDELBESTRAHLUNGSMETHODE.

Die Vor- und Nachbestrahlung operabler Tumoren und die Serienbestrahlung inoperabler Geschwülste ist heute neben der chirurgischen Radikaloperation und den mannigfaltigen Cytostatika eine wichtige Therapie maligner Tumoren.

Die häufigsten und damit die wichtigsten mit Pendel- oder Rotationsbestrahlung behandelten Tumoren sind:

1.) das Oesophaguskarzinom,
2.) maligne Bronchusstumpftumoren,
3.) maligne Tumoren der Parametrien,
4.) das Medulloblastom des Rückenmarks.

Anhand des Oesophaguskarzinoms als Beispiel soll der Ablauf unserer einfachen Bestrahlungsmethode veranschaulicht werden. Maligne Geschwülste der Bronchusstümpfe und der Parametrien können bei geringgradiger Verschiebung des Tumors im Körper ebenso behandelt werden. Das Medulloblastom des Rückenmarks liegt zwar an der Peripherie des Körpers, die Bestrahlungsmethode ist jedoch genau dieselbe; bei häufiger vorzunehmender Bestrahlung ist die Herstellung eines Korrekturphantoms mit kleinem Halbmesser zu überlegen.

D a s K o r r e k t u r p h a n t o m

ist aus 2 Teilen aufgebaut:

a.) einem Gummi oder Kunststoffbeutel, der mit Wasser gefüllt und nachgiebig ist und
b.) einer starren Kunststoffwölbung, die den Zylindermantel darstellt. Dieser Zylindermantel besteht aus zwei oder drei Teilen, die sich übereinanderschieben lassen und bei konstantem Halbmesser die verschiedensten Kreisausschnitte

bilden, je nachdem wie weit man sie ineinander oder auseinander schiebt. Damit das Material an den übereinandergeschobenen Abschnitten nicht zu stark ist, wird es am Rande verstärkt, im Strahlengang dünn gehalten.

D i e I s o d o s e n p l ä n e

für verschiedene Pendelwinkel und Feldgrößen werden ein einziges Mal gemessen oder aus dem Stehfeld berechnet und mit dem Zylinderphantomumriß auf transparentes Papier gezeichnet. Daneben enthalten die Isodosenpläne immer die Drehachse und das Tumorzentrum mit der Maximumdosis. Die Maximumauswanderung ist automatisch in jedem Isodosenplan durch den Abstand der Maximumdosis von der Drehachse enthalten. Abb. 6 zeigt einen solchen Isodosenplan.

Im Einzelfall gehen wir so vor, daß von dem zu bestrahlenden Patienten der Körperumriß in Tumorhöhe z.B. im Maßstab 1 : 1 abgenommen und der Tumor eingezeichnet wird. Für gewählte Pendelwinkel und Feldgröße ist der dazugehörige Isodosenplan aus dem Atlas herauszusuchen und dessen Maximumdosis über den eingezeichneten Tumor des Körperquerschnitts zu legen. (Abb.6). Damit ist die Pendelachse im Körper aus dem Isodosenplan ersichtlich, wie auch der Ausschnitt der Zylinderoberfläche mit dem menschlichen Körper und deren Berührungspunkte. Die Übertragung der Berührungspunkte des Korrekturphantoms vom Papier auf den menschlichen Körper macht keine Schwierigkeiten und ist rasch ausgeführt, so daß mit der Bestrahlung begonnen werden kann.

Mit Auflage des gewählten Isodosenplanes auf den Körperquerschnitt ist die prozentuale Dosisverteilung mit großer Genauigkeit bekannt. Die Umrechnung der auf 100 % normierten

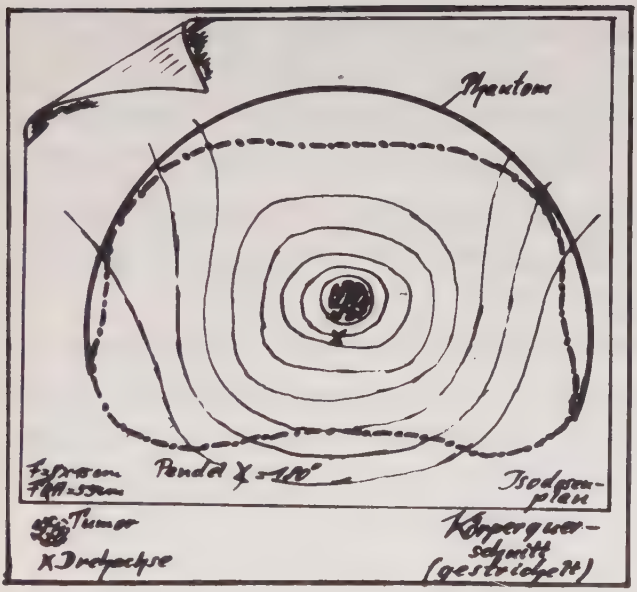

Abb. 6 Körperumriss mit eingezeichnetem Tumor und aufgelegtem Isodosenplan (auf Pergamentpapier).

Drehachsdosis auf den Absolutwert wird mit Hilfe des Freiluftwertes und des Drehachs- Gewebe- Luftdosenverhältnisses vorgenommen. Ist das Drehachs- Gewebe- Luftdosenverhältnis (tumor-air ratio) z.B. 80 % = 0,8, so wird bei einem Freiluftwert in der Drehachse von z.B. 142,4 R/min die Drehachsdosisleistung 142,4 . 0,8 R/min = 113,9 R/min. Ist die Tumordosis 118 % der Drehachsdosis, entspricht dies 113,9 .118 R/min = 134,6 R/min. Die Berechnung der absoluten Dosiswerte kann für alle Punkte beliebig fortgesetzt werden.

Der Freiluftwert beinhaltet Strahlungsänderungen mit dem Luftdruck, der Luftfeuchtigkeit und dem zeitlichen Energieverlust der Strahlenquelle.

Aus dem aufgeführten Beispiel des Oesophaguskarzinoms ist ersichtlich, daß die Dosisverteilung prozentual wie auch absolut schnell, einfach und sehr genau zu erhalten ist. Die daraus resultierenden finanziellen und zeitlichen Gewinne sind nicht von der Hand zu weisen.

C. ZUSAMMENFASSUNG.

Anhand der nach Berechnungsprinzipien geordneten Literatur wird ein Überblick über die Möglichkeiten der Dosisberechnung bei Pendelbestrahlung gegeben.

Durch eigene Messungen werden die Genauigkeitsgrenzen der Dosisberechnung besprochen und aufgezeigt. Eine rechnerische Steigerung der Genauigkeit steht in keinem Verhältnis zu dem dafür notwendigen enormen Rechenaufwand.

Für Bestrahlungszentren, die über keinen Computer verfügen, wird eine Bestrahlungsmethode vorgeschlagen, bei der der Fokus- Haut- und Fokus- Drehachsabstand durch Auflegen von Korrekturphantomen konstant erhalten werden kann.

Die Methode ist in der Praxis leicht durchzuführen und erleichtert die Bestimmung der Dosisverteilung erheblich. Am Beispiel eines Oesophaguskarzinoms wird die Dosisverteilung im Körper demonstriert.

D. LITERATURVERZEICHNIS

1. Birkner, R, H. Bradaczek, F. Kossel und G. Pohle — Ein Verfahren zur vollautomatischen Isodosenermittlung bei Bewegungsbestrahlung. Strahlentherapie 118 (1962), 226

2. Bohndorf, W. und D. Harder — Die Dosisverteilung bei der Horizontal- Translation an Telekobaltgeräten. Strahlentherapie 119 (1962), 389

3. Bradaczek, H. — Theoretische Grundlagen zur Berechnung der Bestrahlungsdaten bei der Co^{60}- Pendelbestrahlung. Strahlentherapie 117 (1962), 444

4. Braestrup, C.B. und R.T. Mooney — Physical Aspects of Rotating Telecobalt Equipment. Radiology 64 (1955), 17

5. Büchner, H. — Ein neuer Weg zur raschen und einfachen Dosisermittlung bei der Pendelbestrahlung. Strahlenkunde 98 (1955), 441

6. Van de Geijn, J. — The Computation of Two- and Three Dimensional Dose Distributions in Cobalt 60 Teletherapy.

Brit. J. Radiol. 38 (1965),369

7. Gregory, C. — Dosage Distribution in Rotational Cobalt 60 Therapy. (A simplified Method of Computation)
Brit. J. Radiol. 30 (1957),538

8. Jones, D, C. Gregory und J. Birchall — Dosage Distribution in Rotational Cobalt 60 Therapy.
Brit. J. Radiol. 29 (1965),196

9. MacDonald, J.C.F. — Simplified Techniques in the Employment of a Rotational Cobalt-60 Beamtherapy Unit.
Am. J. Roentgenol. 86 (1961),730

10. MacDonald, J.C.F. — A New Method for Obtaining Multi-Field and Rotational Dose Distributions in Cobalt-60 Teletherapy.
Radiology 85 (1965),716

11. Mauderli, W. und L.T. Fitzgerald — An Computer Program for Rotational Treatment Planning.
Am. J. Roentgenol. 94 (1965),880

12. Pfalzner, P.M. und J.C.F. MacDonald — A Tumor Dose Rate Calculator.
Radiology 72 (1959),100

13. Pfalzner, P.M. — A General Formula for Axial Depth Dose Derived from an Empirical Power Law for Tumor- Air Ratios. Radiology 75 (1960),438

14. Pfalzner, P.M. — The Variation of Axial Depth Dose with Focal Distance, with Field Area and with Depth. Brit. J. Radiol. 34 (1961),236

15. Pfalzner, P.M. — New Parameters of the Power Law for Tumor- Air Ratios for CO 60 Radiation. Radiology 79 (1962),438

16. Richter, J. und D. Schirrmeister — Ein Verfahren zur Berechnung der Dosisverteilung mit digitalen Rechenautomaten. Strahlentherapie 123 (1964), 45

17. Richter, J. und D. Schirrmeister — Die Berechnung von Dosisverteilungen mit digitalen Rechenautomaten bei mehraxialer Pendelbestrahlung. Strahlentherapie125 (1964),211

18. Richter, J. und D. Schirrmeister — Die Ermittlung von Dosisverteilungen mit digitalen Rechenautomaten unter Berücksichtigung von Randabfall und Streuung.

Strahlentherapie 126 (1965),177

19. Richter, J. und D. Schirrmeister — Die Berücksichtigung von Gewebeinhomogenitäten bei der Ermittlung von Dosisverteilungen mit digitalen Rechenautomaten. Strahlentherapie 127 (1965),550

20. Schohknecht, G. — Dosisberechnung für die Kobalt-60 Bewegungsbestrahlung mit konstantem Pendelradius. Strahlentherapie 120 (1963),525

21. Smith, V. — Tissue Correction in CO^{60} Rotation Treatment Calculations. Brit. J. Radiol. 39 (1966),287

22. Sterling, T.D., H. Perry und G.K. Bahr — A Practical Procedure for Automating Radiation Treatment Planning. Brit. J. Radiol. 34 (1961),726

23. Sterling, T.D., H. Perry und J.J. Weinkam — Automation of Radiation Treatment Planning. (Calculation of Non- Convergent Field Dose Distribution). Brit. J. Radiol. 36 (1963),63

24. Sterling, T.D., H. Perry und J.J. Weinkam — Automation of Radiation Treatment Planning. Calculation and Visualisation of the Total Treatment Volume. Brit. J. Radiol. 38 (1965),906

25. Tsien, K.C. The Application of Automatic Computing Machines to Radiation Treatment Planning. Brit. J. Radiol. 28 (1955), 432

26. Tsien, K.C. A Study of Basic External Radiation Treatment Techniques with the Aid of Automatic Computing Machines. Brit. J. Radiol. 31 (1958), 32

27. Turner, J.E, R.M. Johnson und S.M. Whitfield A Fast Moving- Field Telecobalt Tissue-Dosage Method for Adding Machine, Tabulating Machine, or Electronic Computer. Am. J. Roentgenol. 94 (1965), 865

28. Wichmann, H. Physikalisch-technische Bemerkungen zur Bewegungsbestrahlung. Röntgenstrahlen, Geschichte und Gegenwart. 3 (1953), 72

29. Wood, R.G. The Computation of Dose Distributions in Cobalt Rotational Therapy. Brit. J. Radiol. 35 (1962), 482

30. Janker und Rossmann Grundriss der Röntgentherapie. (Lehrbuch S. 55)

31. JAEA, Vienna, 1966 Technical Reports Series No. 57 Computer Calculation of Dose Distributions in Radiotherapy.

Herrn Privatdozenten Dr. med. W. Bohndorf möchte ich für die Überlassung des Themas wie für die Hilfsbereitschaft bei der Anfertigung der Arbeit herzlich danken.

Herrn Diplomphysiker H. J. Schulz danke ich für die großzügige Unterstützung bezüglich der mathematischen Fragen und Probleme.

Herrn Professor Dr. med. Wullstein danke ich für die Übernahme des Korreferats ergebenst.

Lebenslauf.

Am 25.4.1938 wurde ich, Hannes Krebs, als ältester Sohn des Dipl. Ing. Hellmut Krebs und seiner Ehefrau Dr. med. Agnes Krebs geb. Hoffmann in Schwäb. Hall geboren.

1943 stürzte mein Vater als Luftwaffenoffizier über Frankreich ab.

1944 kam ich in die Volkschule Schwäb. Hall- Hessental. Anfangs 1945 ließ sich meine Mutter in Obersontheim Krs. Schwäb. Hall als prakt. Ärztin nieder.

Am 1.9.49 trat ich in das Gymnasium bei St. Michael in Schwäb. Hall ein. Im selben Jahr heiratete meine Mutter den Rechtsanwalt Dr. Josef Esser und 1951 erhielt ich zu meinem 1939 geborenen Bruder noch ein Schwesterchen.

Im März 1959 bestand ich an oben genanntem Gymnasium die Reifeprüfung.

Am 2. April desselben Jahres wurde ich von der Bundeswehr als Rekrut auf ein Jahr einberufen und als Sanitäter ausgebildet, davon 4 1/2 Monate als Pfleger im Bundeswehrlazarett Kempten.

Im Sommersemester 1960 begann ich das Medizinstudium an der Universität München. Nach je einem Semester in Tübingen und Wien schloss ich das Studium an der Universität Würzburg mit dem Staatsexamen Ende des Frühjahrs 1966 ab.

Seit November 1966 arbeite ich als Medizinalassistent an der Evang. Diakonissenanstalt in Schwäb. Hall.

Ich versichere ehrenwörtlich, daß ich die vorliegende Arbeit selbständig verfaßt und außer der angegebenen Literatur keine weiteren Hilfsquellen benutzt habe.

Ich versichere ehrenwörtlich, daß ich bisher von keiner anderen Seite ein Dissertationsthema zur endgültigen Bearbeitung erhalten habe. (Ein mir früher zugeteiltes Thema habe ich ordnungsgemäß zurückgegeben).

Hannes Kiebig

BÖHLER-DRUCK

87 WÜRZBURG, Wirsbergstr. 10
Tel. 54143